

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 651 118

②1 N° d'enregistrement national :

89 11677

⑤1 Int Cl⁵ : A 61 F 2/32

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 30.08.89.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la
demande : 01.03.91 Bulletin 91/09.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche : *Se reporter à la fin du présent fascicule.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : *Aubaniac Jean Manuel — FR.*

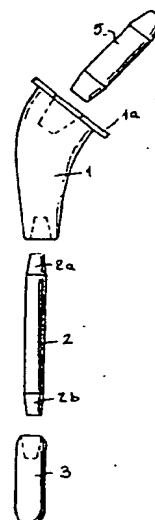
⑦2 Inventeur(s) : *Aubaniac Jean Manuel.*

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire : *Cabinet Charras.*

⑤4 Prothèse de hanche sans ciment.

⑤7 La prothèse comprend plusieurs éléments modulaires (1), (2) et (3), conformés en combinaison pour assurer un appui et une fixation métaphysaire sans contact au niveau de la diaphyse. Notamment cette prothèse comprend un élément d'appui métaphysaire (1) agencé pour recevoir une tête fémorale, ledit élément (1) qui est conformé pour être fixé dans la partie correspondante du canal médullaire, est équipé en bout, d'une tige diaphysaire (2) engagée librement dans ledit canal et dont l'extrémité libre reçoit un élément de centrage (3) apte à être positionné en appui dans le fond du canal médullaire.



FR 2 651 118 - A1



- 1 -

Prothèse de hanche sans ciment.

L'invention concerne plus particulièrement les prothèses totales de la hanche posées sans ciment.

5

Dans le cas d'une prothèse non scellée, pour obtenir une fixation sûre, efficace et durable, la prothèse doit transmettre le poids du corps de façon optimale, notamment au moment de la marche, sur l'os porteur, c'est-à-dire, le fémur.

10

La fixation doit être essentiellement métaphysaire pour que les forces de pression soient transmises au niveau de la corticale interne du fémur et au niveau de l'éperon de MERCKEL.

15

Cette fixation doit laisser s'exercer les forces de traction sur la corticale externe de la métaphyse.

20

D'une manière particulièrement importante, la fixation ne doit pas créer une spongialisation de l'os cortical en un point quelconque, ce qui est antiphysiologique. Il en résulte des risques de mobilité de l'implant sous l'effet de la réaction de l'os par rapport aux forces exercées.

25

Les implants fémoraux pour prothèse totale de la hanche tels que connus, ne sont pas aptes, compte-tenu de leur conception, à résoudre, d'une manière satisfaisante, ce problème de fixation eu égard aux contraintes à respecter et des différentes tailles de fémur notamment, qui existent.

30

Généralement, la plupart des prothèses de hanche sont monoblocs au niveau notamment des parties métaphysaire et diaphysaire, avec des formes préétablies. De telles prothèses sont exécutées dans différentes tailles pour s'adapter au mieux, aux différentes tailles de fémur. Cependant, il apparaît que lors d'une augmentation, toutes les parties de la prothèse sont augmentées dans les mêmes proportions, ce qui ne correspond pas à la réalité.

35

On a proposé également des prothèses non monoblocs comprenant notamment une partie métaphysaire et une partie diaphysaire en deux éléments indépendants accouplés l'un à l'autre. Un tel état de la technique peut être illustré non
5 limitativement par l'enseignement du brevet européen N. 0257359.

Cependant, un tel type de prothèse ne permet pas de résoudre le problème posé notamment en ce qui concerne la
10 condition à respecter au niveau de la fixation diaphysaire.

L'invention s'est fixée pour but de remédier aux inconvénients cités d'une manière simple, efficace et rationnelle.
15

Pour résoudre le problème posé d'une fixation sûre efficace et durable dans le cas d'une prothèse sans ciment, il a été conçu et mis au point une prothèse composée de plusieurs éléments modulaires conformés en combinaison pour assurer un
20 appui et une fixation métaphysaire sans contact au niveau de la diaphyse.

Avantageusement, le problème posé est résolu en ce que la prothèse comprend un élément d'appui métaphysaire agencé
25 pour recevoir une tête fémorale, ledit élément qui est conformé pour être fixé dans la partie correspondante du canal médullaire, est équipé, en bout, d'une tige diaphysaire engagée librement dans ledit canal et dont l'extrémité libre reçoit un élément de centrage apte à être positionné en appui dans le
30 fond du canal médullaire.

Le problème posé de la fixation diaphysaire est résolu en ce que l'élément de centrage se présente sous la forme d'un corps cylindrique de longueur et de diamètre varia-
35 bles dont les extrémités sont effilées et arrondies. Les extré-

mités de la tige diaphysaire sont agencées pour recevoir d'une manière rapportée l'élément de centrage et l'élément d'appui métaphysaire .

5 Un autre problème que permet de résoudre l'invention, compte-tenu du caractère modulaire de la prothèse, est d'éviter d'enlever le spongieux. Dans ce but, l'élément d'appui métaphysaire à une forme et un profil déterminés, de manière à être appliqué sans guide, en repoussant et écrasant le spon-
10 gieux contre la corticale.

 Suivant une autre caractéristique, les composants de la partie diaphysaire, à savoir la tige et l'élément de centrage , sont déterminés en formes et dimensions de manière à ne
15 pas transmettre des contraintes à la diaphyse.

 Pour résoudre le problème posé de tenir compte des écarts dimensionnels entre plusieurs fémurs, les différents éléments modulaires, notamment l'élément d'appui métaphysaire ,
20 la tige d'accouplement et l'élément de centrage diaphysaire sont déterminés indépendamment en formes et dimensions, en fonction de chaque type de fémur notamment.

25 Toujours en ayant pour objectif de rendre modulaire l'ensemble de la prothèse pour résoudre le problème posé d'une bonne fixation sans ciment, quelles que soient les tailles du fémur, l'élément d'appui métaphysaire est agencé pour recevoir d'une manière rapportée, la tête fémorale. L'élément d'appui métaphysaire présente directement, ou d'une manière rapportée,
30 un col latéralisé apte à recevoir le corps de la tête fémorale

 L'invention est exposé, ci-après, plus en détail, à l'aide des dessins annexés, dans lesquels :

35 La figure 1 montre les différents éléments constitu-

- 4 -

tifs de la prothèse modulaire selon l'invention, avant montage.

La figure 2 est une vue en coupe longitudinale de la prothèse, après implantation dans le canal médullaire du fémur.

La figure 3 est une vue en coupe transversale considérée selon la ligne 3-3 de la figure 2.

Comme le montre la figure 1, l'implant fémoral pour prothèse de hanche est exécuté à partir d'un jeu d'éléments modulaires comprenant essentiellement un élément d'appui métaphysaire (1), une tige d'accouplement (2) et un élément de centrage diaphysaire (3).

L'élément d'appui métaphysaire (1) est agencé pour recevoir directement ou d'une manière rapportée, une tête fémorale (4). Avantageusement, l'élément d'appui métaphysaire (1) présente notamment d'une manière rapportée, un col latéralisé (5) convenablement incliné pour correspondre, d'une manière connue, à l'angle cervico diaphysaire et anté-version. Ce col reçoit le corps de la tête fémorale. En outre, l'extrémité supérieure de l'élément métaphysaire (1) présente une colle-rette d'appui (1a) pour assurer une meilleure répartition des forces.

L'élément d'appui métaphysaire présente d'une manière connue tout type d'agencement tels que cannelures, traitement de surface ou autres aptes à lui assurer un très bon accrochage dans le tissu spongieux et dans la corticale tout en ayant pour objectif de faciliter la réhabilitation osseuse.

L'extrémité de l'élément métaphysaire (1) opposée à la partie recevant la tête fémorale est agencée pour recevoir, d'une manière démontable, la tige d'accouplement (2). Cette tige de longueur, de rayon de courbure et de diamètre variables est destinée à être engagée librement dans le canal médullaire de l'os, au niveau de la diaphyse. En bout de cette tige, peut être fixé, d'une manière démontable l'élément de centrage dia-

physaire (3) apte à être positionné en appui dans le fond du canal médullaire. Dans l'exemple illustré, chacune des extrémités libres (2a) et (2b) de la tige (2) présentent une portée conique coopérant avec une empreinte complémentaire formée respectivement dans les éléments métaphysaire (1) et diaphysaire (3).

Comme le montre notamment la figure 1, l'élément de centrage diaphysaire (3) se présente sous la forme d'un corps cylindrique de longueur et de diamètre variables et dont les extrémités sont effilées et arrondies. Avantageusement, cet élément (3) peut être exécuté dans un matériel lentement résorbable.

Compte-tenu de la conception modulaire de la prothèse de hanche selon l'invention, il est possible de changer la taille de chacun des éléments constitutifs, d'une manière indépendante, pour obtenir une fixation métaphysaire la mieux adaptée à l'os. En outre, d'une manière particulièrement importante, l'élément de centrage diaphysaire (3), en combinaison avec la tige d'accouplement (2) permet d'obtenir une stabilité primaire, sans pour autant créer une mauvaise transmission des forces d'appui. La fixation de l'ensemble de la prothèse s'effectue essentiellement au niveau de la métaphyse, compte-tenu de la forme et des agencements particuliers de l'élément d'appui (1). On supprime donc tout risque de spongialisation de l'os cortical en un point ou en un autre, étant donné qu'il n'y a pas de fixation diaphysaire en tant que telle, la tige (2) ne participant pas à cette fixation.

La partie diaphysaire est ainsi adaptée de sorte que seul un glissement de l'élément de centrage soit possible, sans transmettre, à aucun moment, les contraintes à la diaphyse.

D'une manière avantageuse, l'élément d'appui métaphysaire (1) a une forme et un profil déterminés de manière à pouvoir être appliqué, sans guide, en repoussant et en écrasant

- 6 -

le spongieux contre la corticale.

Les différents éléments modulaires notamment l'élément d'appui métaphysaire (1), la tige d'accouplement (2) et l'élément de centrage diaphysaire (3) sont déterminés indépendamment en formes et dimensions en fonction de chaque type de fémurs. Avantageusement, les formes, profils et dimensions anatomiques de chacun des éléments constitutifs peuvent être calculés par ordinateur, pour tenir compte des écarts dimensionnels des fémurs dont les coordonnées ont pu être préalablement numérisées, par exemple.

L'implantation de la prothèse est réalisée à l'aide d'un ancillaire de pose adapté à la conception, telle que définie, de ladite prothèse. On peut utiliser, par exemple, un organe recevant, en bout un outil interchangeable apte à rendre circulaire le canal médullaire du fémur sur une longueur déterminée supérieure à la longueur de l'élément de centrage diaphysaire (3), étant donné que ledit canal est de forme général conique. Le diamètre du chambrage, ainsi réalisé est très légèrement supérieur au diamètre de l'élément de centrage métaphysaire sélectionné (3). Il suffit ensuite de prendre un jeu de broche sur laquelle on adapte un guide d'essai recevant en bout l'élément de centrage diaphysaire. On fait pénétrer la broche en partant de la plus petite taille, jusqu'au moment où l'on arrive à la taille souhaitée, ce qui permet, dans ces conditions, de déterminer les dimensions de la tige d'accouplement (2). A noter que sur la broche est adapté un col d'essai dont on choisit les différents critères, compte-tenu de la tête fémorale à planter.

Les avantages ressortent bien de la description, en particulier on souligne et on rappelle la possibilité de changer la taille de chacun des éléments constitutifs de la prothèse, de façon indépendante, de manière à obtenir une fixation métaphysaire de l'implant la mieux adaptée à l'os, tout en

- 7 -

obtenant une stabilité primaire, par les deux éléments diaphy-
saire (tige et élément de centrage), et en supprimant tout
risque de spongialisation de l'os. On obtient donc, une fixa-
tion, sans ciment de l'implant, particulièrement sûre et effi-
cace, en respectant l'anatomie.

5

- 8 -

R E V E N D I C A T I O N S

5 -1- Prothèse de hanche sans ciment, composée de plusieurs éléments modulaires (1) (2) et (3) conformés en combinaison pour assurer un appui et une fixation métaphysaire sans contact, au niveau de la diaphyse.

10 -2- Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'elle comprend un élément d'appui métaphysaire (1) agencé pour recevoir une tête fémorale, ledit élément (1) qui est conformé pour être fixé dans la partie correspondante du canal médullaire, est équipé en bout, d'une tige diaphysaire (2) engagée librement dans ledit canal et dont l'extrémité libre reçoit un élément de centrage (3) apte à être positionné en
15 appui dans le fond du canal médullaire.

20 -3- Prothèse selon la revendication 2, caractérisée en ce que l'élément de centrage (3) se présente sous la forme d'un corps cylindrique de longueur et de diamètre variables dont les extrémités sont effilées et arrondies.

25 -4- Prothèse selon la revendication 2, caractérisée en ce que les extrémités de la tige diaphysaire (2) sont agencées pour recevoir d'une manière rapportée l'élément de centrage (3) et l'élément d'appui métaphysaire (1).

30 -5- Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisée en ce que l'élément d'appui métaphysaire (1) à des formes et profils déterminés, de manière à être appliqué sans guide, en repoussant et écrasant le spongieux contre la corticale.

35 -6- Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisée en ce que les composants de la partie diaphysaire, à savoir la tige (2) et l'élément de centrage (3), sont déter-

minés en formes et dimensions de manière à ne pas transmettre des contraintes à la diaphyse.

5 -7- Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisée en ce que les différents éléments modulaires, notamment l'élément d'appui métaphysaire (1), la tige d'accouplement (2) et l'élément de centrage diaphysaire (3) sont déterminés indépendamment en formes et dimensions, en fonction de chaque type de fémur notamment.

10 -8- Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce que l'élément d'appui métaphysaire (1) est agencé pour recevoir d'une manière rapportée, la tête fémorale (4).

15 -9- Prothèse selon la revendication 8, caractérisée en ce que l'élément d'appui métaphysaire présente directement, ou d'une manière rapportée, un col latéralisé (5) apte à recevoir le corps de la tête fémorale (4).

20 -10- Prothèse selon la revendication 9, caractérisée en ce que l'extrémité supérieure de l'élément métaphysaire (1) présente une collerette d'appui (1a) pour assurer une meilleure répartition des forces.

25

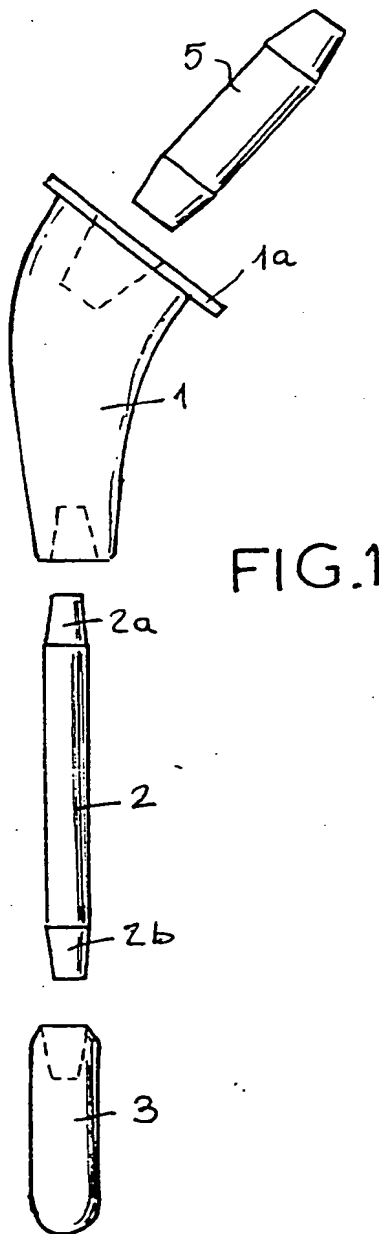


FIG. 1

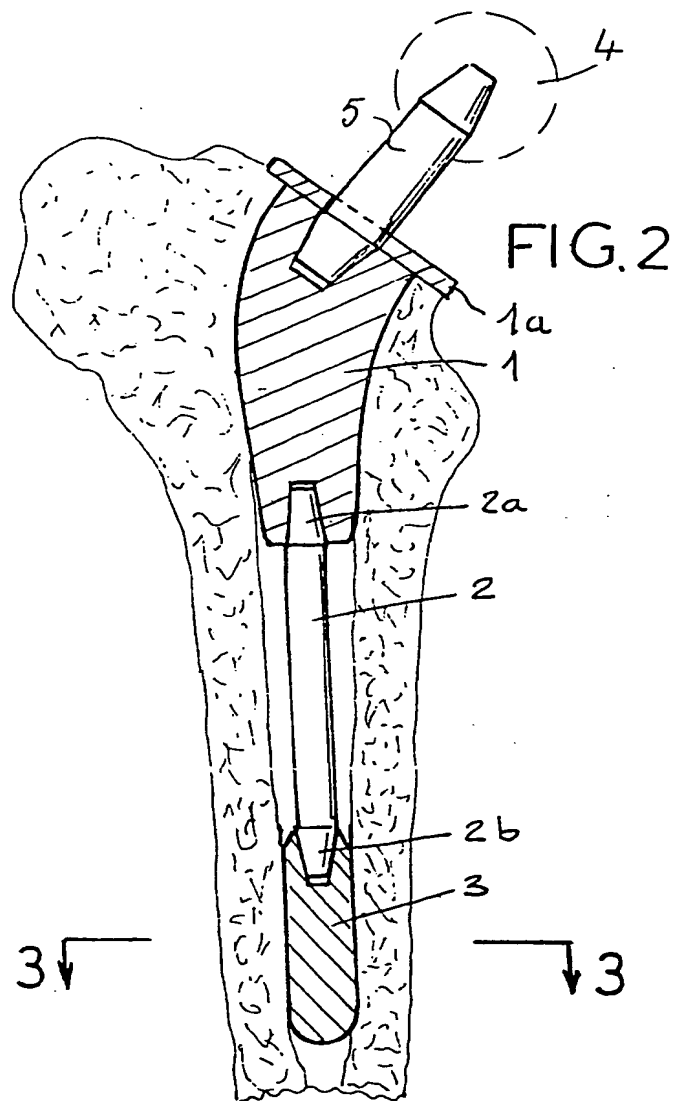
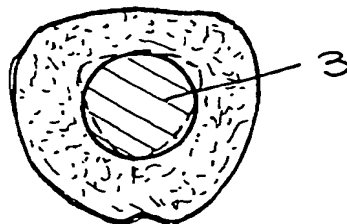


FIG. 2

FIG. 3



**INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE**

RAPPORT DE RECHERCHE

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

FR 8911677
FA 430606

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
Y	EP-A-0 290 735 (SULZER) * Abrégé; figures; colonne 1, lignes 37-43 *	1,2,4-7 ,9
Y	DE-A-2 247 721 (HOFFMAN-DAIMLER) * Page 28, ligne 20 - page 31, ligne 20; figures 6-7 *	1,2,4-7 ,9
A	EP-A-0 187 903 (SULZER)	
D,A	EP-A-0 257 359 (BOEHRINGER MANNHEIM CORP.)	
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
		A 61 F
Date d'achèvement de la recherche 10-05-1990		Examineur STEENBAKKER J.
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>		